

Rec'd PCT/PTO 29 JUN 2004

PCT/KR 03/00068

RO/KR 17.01.2003

REC'D 31 JAN 2003

WIPO PCT

대한민국 특허청

KOREAN INTELLECTUAL
PROPERTY OFFICE

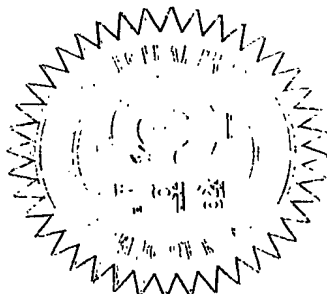
별첨 사본은 아래 출원의 원본과 동일함을 증명함.

This is to certify that the following application annexed hereto
is a true copy from the records of the Korean Intellectual
Property Office.

출원번호 : 10-2002-0002286
Application Number PATENT-2002-0002286

출원년월일 : 2002년 01월 15일
Date of Application JAN 15, 2002

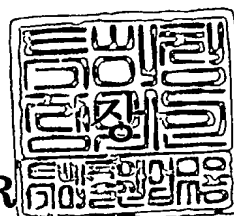
출원인 : 장상건
Applicant(s) JANG, SANG GUN



2003 년 01 월 09 일

특허청

COMMISSIONER



**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED
BUT NOT IN COMPLIANCE WITH

【서지사항】

【서류명】	특허출원서
【권리구분】	특허
【수신처】	특허청장
【참조번호】	0001
【제출일자】	2002.01.15
【발명의 명칭】	인공치아 구조
【발명의 영문명칭】	Implant System
【출원인】	
【성명】	장상건
【출원인코드】	4-1999-009035-8
【대리인】	
【성명】	유동호
【대리인코드】	9-1998-000390-4
【포괄위임등록번호】	2002-002775-0
【발명자】	
【성명】	장상건
【출원인코드】	4-1999-009035-8
【심사청구】	청구
【취지】	특허법 제42조의 규정에 의하여 위와 같이 출원합니다. 대 리인 유동 호 (인)
【수수료】	
【기본출원료】	20 면 29,000 원
【가산출원료】	3 면 3,000 원
【우선권주장료】	0 건 0 원
【심사청구료】	5 항 269,000 원
【합계】	301,000 원
【감면사유】	개인 (70%감면)
【감면후 수수료】	90,300 원
【첨부서류】	1. 요약서·명세서(도면)_1통

【요약서】

【요약】

본 발명은 인공치아 구조에 관한 것으로, 발명의 주된 목적은 인공치근에 구멍을 형성하고, 지대치에 포스트부를 형성하는 것이 아니라 인공치근에 포스트부를 형성하고, 지대치에 구멍을 형성하여 이들을 결합하였을 때 록킹 테이퍼(Locking Taper)방식으로서, 같은 치수일 때 더 견고하고, 더 작은 치수의 인공치근을 만들 수 있도록 하며, 구강 내의 주요 해부학적인 구조를 피하면서 식립할 수 있도록 하고자 하는데 있다.

상기 목적들을 실현하기 위한 본 발명의 특징적인 구성은 치조골에 식립하는 인공치근(10)과, 이 인공치근에 조립하는 지대치(20)와, 이 지대치에 조립하는 보철물(30)로 이루어지는 인공치아 구조에 있어서, 상기한 인공치근(10)은 내부에 길이 방향의 구멍을 가지지 않는 원통형으로 형성하되, 그 상단은 외주면을 따라 형성한 환테홈(13)과, 그 아래로 제1테이퍼부(14)와, 제2테이퍼부(15)로 이루어지는 포스트부(11)를 형성하며, 상기 포스트부(11)의 아래로 다단의 원판편(16)들을 돌출시킨 식립부(12)를 형성한 것으로 하고, 상기한 지대치(20)는 중단에 만곡진 확장부(21)를 가지는 원통형으로 하되, 그 저면측에 상기 인공치근(10)의 포스트부(11)가 삽입될 수 있도록 테이퍼 내경부(22)로 이루어진 구멍(23)을 가지고, 상측에는 확장부(21)를 포함하는 보철물 결합부(25)를 형성한 후, 상기 결합부의 상단면에 결합구멍(24)을 가지는 것으로 하며, 상기한 보철물(30)은 상기 지대치 상측에 결합하되, 통상의 보철재 내부 중앙에 결합구멍(24)에 상응하는 지대치 포스트(31)를 갖는 것으로 하여 구성하는 것이다.

1020020002286

출력 일자: 2003/1/10

【대표도】

도 4

【색인어】

치아, 인공치아, 임플란트, 지대치, 보철물, 록킹 테이퍼

【명세서】

【발명의 명칭】

인공치아 구조{Implant System}

【도면의 간단한 설명】

- 도 1은 종래의 인공치아 구조를 보인 조립 상태의 단면도
- 도 2는 또 다른 종래의 인공치아 구조를 보인 조립 상태의 단면도
- 도 3은 도 2의 분해 단면도
- 도 4는 본 발명의 인공치아 구조를 보인 조립 상태의 단면도
- 도 5는 본 발명의 인공치아 구조를 보인 분해 상태의 단면도
- 도 6은 본 발명에 따른 인공치근의 다른 실시예
- 도 7은 본 발명에 따른 지대치의 다른 실시예

<도면의 주요 부분에 대한 부호설명>

- 10 : 인공치근
- 20 : 지대치
- 30 : 보철물

【발명의 상세한 설명】**【발명의 목적】****【발명이 속하는 기술분야 및 그 분야의 종래기술】**

<12> 본 발명은 인공치아 구조에 관한 것으로, 더 상세하게는 치조골에 식립하는 인공치근(Implant)과, 이 인공치근에 조립하는 지대치(Abutment), 그리고 더 나가서 상기 지대치 표면에 씌워 조립하게 되는 보철물(Crown)까지의 조립 구조를 개선하여 인공치아의 강도를 높이고, 시술이 편리할 뿐만 아니라 환자의 치아여건에 따라 선택할 수 있는 폭이 넓어지도록 하고자 하는데 특징이 있는 것이다.

<13> 인공치아 시스템이라 하면, 치조골에 인공치근을 삽입하여 뼈에 골융합시킨 뒤, 이 인공치근에 인공치아의 지지물이 되는 지대치를 결합하고, 이 지대치에 보철물을 씌워 완성하는 것이며, 이러한 인공치아는 치아 하나를 독립적으로 식립하는 것이 가능하고, 또 그렇게 식립된 인공치아는 독립적으로 지지력을 발휘할 수 있기 때문에 손상(또는 발치)된 치아를 위해 그 옆의 온전한 자연치아를 깎아내지 않아도 되고, 경우에 따라서 틀니도 안정적으로 고정할 수 있으며, 수명이 오래 간다는 것 외에도 심미감이 월등한 점 등 여러 가지 많은 장점을 가진다.

<14> 먼저, 현재까지 알려진 인공치아를 보면, 스크류 방식(Screw Type)과 비스크류 방식(Non Screw Type)으로 대별될 수 있다.

- <15> 먼저 도 1에 도시된 인공치아 구조는 가장 일찍이 제안되어 현재에도 널리 사용되고 있는 스크류 방식의 시스템으로서, 미국특허 4,330,891, 4,763,788, 4,824,372, 5,064,375, 5,064,425, 5,069,622, 5,080,589, 5,098,293, 5,125,841, 5,145,371, 5,154,612, 5,269,685 호 등이 부여되어 있으며, 널리 사용되고 있다.
- <16> 상기 도면에서 보듯이 이 스크류 방식은 고정탭(self tapping)이 형성된 스크류(I1)가 외주에 형성되어 치조골(S)에 삽입 및 골융합되는 인공치근(I)과, 그 내주에 나사결합되는 지대치 스크류(A1)에 의해 인공치근(I)에 고정되는 지대치(A), 다시 보철물의 고정용 스크류(A2)에 의해 지대치(A)에 결합되는 보철물 접속체(E) 등을 포함하여 구성된다.
- <17> 부호 A0은 인공치근(I)이 치조골(S)과 골융합될 때까지 그 인공치근(I)의 나사구멍을 차폐하여 치조골내 인공치근의 골융합을 돕고, 음식물찌꺼기등이 인입하는 것을 방지하기 위한 보조 스크류이며, 점선은 치조골과 수술부위가 아몰어 치료된 후 가공 및 설치될 보철물(C)이다.
- <18> 이와 같은 스크류 방식의 임플란트 시스템은 소요 부품의 수가 매우 많아 제조 및 유지 원가가 비싸고 시술이 복잡함으로서 많은 합병증을 유발하고, 환자에게 전가되는 수가가 너무 비싸지는 단점이 있다.
- <19> 특히, 이 시스템은 부품간의 결합이 나사(A1, A2)의 결합력에 의해 이루어지므로 교합력 등 지지 가능한 최대 외력은 결국 나사산의 외경(width)의 크기 및 인공치근의 폭(width)과 길이(length)에 달려있어 그 지지력이 작으며, 지지력이 견디지 못할 경우에는 스크류 풀림등의 발생의 원인이 된다.

- <20> 그리고 스크류 방식의 임플란트 시스템은 구강 내에서 기능적인 교합기능을 수행할 때 압축력에는 비교적 강하나 이를 당기는 인장력이 커지면 사용에 의한 스크류 풀림이 발생되기 쉽게 된다.
- <21> 또한 인공치근/지대치 상호접속 상태가 불량해짐으로써 발생하는 틈새는 세균이 침입할 수 있는 통로가 되어 위생상의 문제가 야기되고, 주위 조직에 염증을 일으켜 치조골이 흡수되는 원인이 된다.
- <22> 상기와 같은 스크류 방식의 임플란트 시스템이 갖는 단점을 보완하기 위해 발명된 것이 비-스크류 방식의 임플란트 시스템인데 도 2를 통해서 볼 수 있으며, 근본적으로 부품간의 결합을 표면 마찰력에 기초한 록킹 테이퍼(locking taper) 방식에 의하고 있다.
- <23> 도 2의 구성은 록킹 테이퍼 방식의 대표적인 구성으로서, 바이콘(Bicon)이라는 상품명으로 알려져 있다.
- <24> 이 구성은 치조골(S) 내에 삽입되는 인공치근(I)의 내부에 상방을 향해 확대되는 테이퍼면을 가지는 구멍(Well)(I2)을 형성하고 지대치(A)의 하부에 이에 대응하는 테이퍼를 가지는 포스트부(A3)를 연장하여 구멍(I2)과 포스트부(A3)의 표면간의 마찰력에 의해 지대치(A)를 인공치근(I)에 결합하는 구조이다.
- <25> 지대치(A)의 상방부에는 확장되는 플레어(flare)부(A4)를 가지며 양측이 절개되어 경사면(A5)을 형성하는 대략 양측 절두 원추형의 헤드가 구비된다.

- <26> 이와 같은 종래의 시스템들은 공통적으로 치조골(S)에 대한 결합은 인공치근(I)이 담당하고, 보철물(C)을 지지하는 지대치(A)는 이 인공치근(I)에 결합되도록 되어 있다.
- <27> 그런데 교합력 등의 외력은 보철물(C)을 통해 지대치(I)에 전달되므로 결국 이들 시스템들의 강도는 지대치(A)와 인공치근(I) 간의 결합력과 인공치근(I) 자체의 강도에 좌우된다.
- <28> 상대적으로 직경이 작은 나사(A1, A2)의 나사산에 의해 결합이 유지되는 도 1의 스 크류 방식에 비교할 때, 도 2의 록킹 테이퍼 방식은 결합력이 월등히 높고 풀림등의 문제는 없으나, 그 최대 강도는 결합 부위의 최소직경에 좌우되기 때문에 문제가 된다.
- <29> 즉, 인공치근(I)을 지대치(A)에 조립하고자 할 때, 상기 인공치근(I)의 중앙에 형성한 구멍(I2) 속으로 지대치(A)의 포스트부(A3)를 끼워 넣는 구조이기 때문에 도 3에서 보는 바와 같이 포스트부(A3)의 목치수(a)와, 이 목치수를 뺀 인공치근(I)의 테두리 치수(b)가 너무 작을 수 밖에 없다.
- <30> 따라서 어금니 등 큰 교합력을 요구하는 치아의 경우는 파단이 발생되기 쉬우며, 이러한 지지 강도의 문제가 종래의 임플란트 시스템들의 가장 치명적인 문제로 시급한 개선이 요구되는 문제이다.
- <31> 특히, 인공치아를 심고 난 후 인공치아 주위를 둘러 싸는 인공치아의 주변 골의 최소한의 직경은 약 2.0mm는 되어야 하는 바, 상기 도 2의 경우 최소 7.5mm는 되어야 심을 수 있는 공간이 확보 된다. 그리고 공간이 좁은 부위는 더 작은 인공치아를 요구하게 되며, 아무리 작더라도 도 2의 포스트부(A3)의 목치수는 2.0mm 이상이 되어야 잘 부러지지 않는데, 상기와 같은 종래의 구성으로는 더 치수를 줄일 수 없는 구조이기 때문에 사

용 범위가 한정될 수 밖에 없고, 또 더 작은 치수로 만들면 부러지기 쉽기 때문에 사용이 꺼려지는 문제가 있다.

<32> 한편, 도 1 내지 도 3에 소개된 바와 같은 종래의 인공치근에 있어서는 인공치근의 상단부와 하단부가 임의의 각도로 꺾어진 형태를 갖출 수 없었다.

<33> 즉, 인공치근을 치조골에 식립할 때는 경우에 따라서 상악골 또는 하악골의 해부학적인 구조(하 치조관, 이공, 상악동을 구성하는 피질골)들을 피해야 할 필요가 있을 수 있고, 이와 같이 해부학적인 구조를 피하기 위해서는 임의의 각도로 꺾인 형태의 인공치근이 필요하나, 종래의 인공치근은 중앙에 구멍이 존재하므로 꺾인 형태의 인공치근을 형성할 수 없었다.

【발명이 이루고자 하는 기술적 과제】

<34> 따라서 본 발명은 상기와 같은 종래의 문제점을 해결 보완하기 위해 안출한 것으로, 발명의 주된 목적은 인공치근에 구멍을 형성하고, 지대치에 포스트부를 형성하는 것이 아니라 인공치근에 포스트부를 형성하고, 지대치에 구멍을 형성하여 이들을 결합하였을 때 록킹 테이퍼(Locking Taper)방식으로서, 같은 치수일 때 더 견고하고, 더 작은 치수의 인공치근을 만들 수 있도록 하며, 구강 내의 주요 해부학적인 구조를 피하면서 식립할 수 있도록 하고자 하는데 있다.

<35> 상기 목적들을 실현하기 위한 본 발명의 특징적인 구성은 치조골에 식립하는 인공치근과, 이 인공치근에 조립하는 지대치와, 이 지대치에 조립하는 보철물로 이루어지는 인공치아 구조에 있어서, 상기한 인공치근은 내부에 길이 방향의 구멍을 가지지 않는 원

통형으로 형성하되, 그 상단은 외주면을 따라 형성한 환테홈과, 그 아래로 제1테이퍼부와, 제2테이퍼부로 이루어지는 포스트부를 형성하며, 상기 포스트부의 아래로 다단의 원판편들을 돌출시킨 식립부를 형성한 것으로 하고,

- <36> 상기한 지대치는 중단에 만곡진 확장부를 가지는 원통형으로 하되, 그 저면측에 상기 인공치근의 포스트부가 삽입될 수 있도록 테이퍼 내경부로 이루어진 구멍을 가지고, 상측에는 확장부를 포함하는 보철물 결합부를 형성한 후, 상기 결합부의 상단면에 결합 구멍을 가지는 것으로 하며, 상기한 보철물은 상기의 지대치 상측에 결합하되, 통상의 보철재 내부 중앙에 결합구멍에 상응하는 지대치 포스트를 갖는 것으로 하여 구성하는데 있다.

【발명의 구성 및 작용】

- <37> 이하 본 발명의 상세한 구성 및 작용을 첨부 도면에 따라 보다 상세히 설명한다.
- <38> 도 4는 본 발명의 인공치아 구조를 보인 것으로 조립상태의 단면도이고, 도 5는 본 발명의 인공치아를 분해한 상태의 단면도이다.
- <39> 도면에서 보듯이 본 발명의 인공치아는 인공치근(10)과 지대치(20)로 구성하되,
- <40> 상기 인공치근(10)은 내부에 길이 방향의 구멍을 가지지 않는 것을 전제로 하면서 그 상단부는 원주면을 따라 형성한 환테홈(13), 그 아래로 제1테이퍼부(14), 그 아래의 제2테이퍼부(15)를 가지는 포스트부(11)로 하고, 상기 포스트부(11)의 아래로는 다단의 원판편(16)들이 돌출된 식립부(12)로 하는 것이 특징이다.

- <41> 또, 상기한 지대치(20)는 중단에 만곡진 확장부(21)를 가지는 원통형으로 하되, 그 저면측에 상기 인공치근(10)의 포스트부(11)가 삽입될 수 있도록 테이퍼 내경부(22)로 이루어진 구멍(23)을 가지고, 상측에는 확장부(21)를 포함하는 보철물 결합부(25)를 가지는 것이 특징이다.
- <42> 본 발명에 따른 상기 인공치근(10)의 실시예를 도 5에서 볼 수 있다.
- <43> 도 5의 인공치근(10)은 포스트부(11)의 최상단의 최소 직경이 약 2mm, 높이가 약 3.5mm이고, 그 아래의 식립부(12)는 최상부 원판핀(16)의 최대 직경이 약 4mm, 높이가 약 8mm인 것이며, 호칭치수가 4*8 이다.
- <44> 참고로 이러한 호칭치수별 종류는 비교적 작은 것부터 큰 것까지 약 7-8가지가 있다.
- <45> 상기한 포스트부(11)의 환테홈(13)은 상단면으로부터 0.5mm 내려간 위치에서 약 0.3mm의 폭과 약 0.3mm의 깊이로 형성된다.
- <46> 이 환테홈(13)은 지대치(20)를 조립하였을 때, 어느정도의 마찰력이 생겨 쉽게 빠지지 않도록 하는데 도움을 준다.
- <47> 상기한 포스트부(11)의 제1테이퍼부(14)는 기울기를 약 1.5°를 유지한다. 즉, 환테홈(13)이 있는 최상단의 직경을 가장 작은 치수로 하여 그 아래로 갈수록 굽어지므로, 최상단의 최소 직경이 약 2mm일 때, 제2테이퍼부(15) 직전의 직경은 약 2.183mm가 된다.

- <48> 제2테이퍼부(15)는 상기 제1테이퍼부로부터 약 0.5mm의 높이 구간이며, 기울기는 약 3°내외로 하며, 다음에 설명할 지대치(20)의 구멍(23)에 끼워 졌을 때 꼭 맞게 끼워 질 수 있도록 하는 역할을 한다.
- <49> 또한 식립부(12)의 원판편(16)은 약 7개를 갖는데, 최상층의 제1원판편(16a)은 높이 1.3mm, 직경 4mm가 되고, 그 아래의 제2원판편(16b)으로부터 제7원판편(16g)까지의 간격은 각각 1.1mm가 된다.
- <50> 그리고 제1원판편(16a)으로부터 제4원판편(16d)까지는 최대 직경이 같고, 그 아래의 제5원판편(16e) 내지 제7원판편(16g)은 내려 갈수록 직경이 작아지는데, 이와 같이 직경이 작아지도록 하는 이유는 자연치아의 외형을 따르도록 준수하고자 하는데 이유가 있으며, 최하단의 제7원판편(16)의 직경은 약 3mm가 된다.
- <51> 제1원판편(16a)의 그 상면이 약 45°의 경사면으로 되어 있어 우산모양을 하고 있고, 그 외의 제2원판편(16b) 내지 제7원판편(16g)도 우산모양으로 하되, 그 상면이 약 20°의 경사면으로 이루어져 있다.
- <52> 또, 최하단의 제7원판편(16g) 저면에는 블록한 용기부(17)를 갖는데, 이는 치조골에 인공치근용 구멍을 뚫을 때 사용하는 리머(Reamer)의 끝단 날 부분과 일치하도록 하여 필요없는 치조골 삭제 작업을 줄일 수 있도록 하기 위한 것이다.
- <53> 한편, 본 발명의 인공치근(10)은 상기 포스트부(11)를 식립부(12)로부터 임의의 각도로 기울어진 형태를 갖도록 제작하는 것도 중요한 특징이다.(종래의 인공치근은 앞서 설명한 바와 같이 내부에 구멍을 가지기 때문에 임의의 각도로 꺾인 상태로 제작할 수 없었음)

- <54> 이는 포스트부(11)와 식립부(12)의 각 형태는 상기 실시예와 같이 하되, 도 6에서 보는 바와 같이 포스트부(11)가 식립부(12)에 대해 약 $10^{\circ} \sim 20^{\circ}$ 로 기울어지게 하는 것이다.
- <55> 이는 구강내의 주요 해부학적인 구조, 즉, 하 치조관, 이공, 사악동을 구성하는 피질골을 피하여 식립부(12)는 경사진 상태로 식립하여도 포스트부(11)가 수직을 유지하도록 하는데 유효하다.
- <56> 또한, 본 발명에 따른 상기 지대치(20)의 일 실시예를 도 5에서 볼 수 있으며, 그 외의 다른 치수와 다른 모양의 지대치가 다수 있다.
- <57> 상기와 같은 지대치(20)는 중단에 항아리 모양의 만곡진 확장부(21)를 가지는 원통형으로 하되, 그 저면측에 상기 인공치근(10)의 포스트부(11)가 삽입될 수 있도록 테이퍼 내경부(22)로 이루어진 구멍(23)을 가지고, 상측에는 상기 확장부(21)를 포함하는 보철물 결합부(25)를 가지는 것이다.
- <58> 이 지대치(20)가 상기 실시예의 인공치근(10)에 맞게 사용하기 위해서는 포스트부(11)가 끼워질 테이퍼 내경부(22)의 테이퍼 역시 약 1.5° 를 갖는 것이 공통된 사항이다.
- <59> 상기의 확장부(21) 위로 보철물이 결합될 것이며, 이 구멍(23)의 내경에는 산(酸) 부식에 의한 표면처리가 되어 있다.

- <60> 이는 인공치아의 포스트와 결합할 때 이 지대치의 최 하단부위가 인공치근의 포스트와 함께 치조골 내로 연결이 되면, 최대한의 골 결합을 이루어 내도록 하여 치조골 흡수를 예방할 수 있도록 하기 위한 것이다.
- <61> 이 지대치(20)의 하부 구멍(23)이 인공치근(10)의 포스트부(11)와 결합했을 때, 최소 직경은 지대치 하단의 직경이 되는 바, 이 직경은 종래의 지대치가 갖는 직경보다 크기 때문에 보철물을 씌우게 되면 심미적인 면이 더 향상된다.
- <62> 예컨대, 상악의 전치부 회복시 자연치아의 노출부 하단 두께는 약 7.0mm 이상이 되기 때문에 상, 하부 인공치아 연결 후, 보철물의 치경부 두께를 최대한 자연치아에 적합하도록 하려면 가능한 자연치아의 노출부 하단 두께와 유사할 수록 좋은데, 본 발명의 지대치는 하단이 종래에 비해 굵기 때문에 자연치아의 치경부 모양과 거의 같게 할 수 있는 조건이 부여되는 것이라 할 수 있다.
- <63> 한편, 본 발명의 지대치(20)는 도 7에서 보는 바와 같이 실시할 수 있다.
- <64> 즉, 보철물 결합부(25)의 상단면에도 결합구멍(24)을 형성하여 보철물(30)의 결합을 더 용이하게 할 수 있다.
- <65> 이때의 결합구멍(24)도 앞서 설명한 바와 같은 록킹 테이퍼(Locking Taper)방식으로 체결될 것이므로 그 내경부의 테이퍼 역시 약 1.5°를 갖는 것이 좋다.
- <66> 이 결합구멍(24)에 끼워질 지대치 포스트(31)는 보철물의 패스(Path)와 합성수지를 위한 레진크라운(Resin Crown)의 결합을 하기 위한 것이며, 이 결합구멍(24)에 의하면

평상시 보철물을 영구 접착제(Cement)의 사용 없이 빠지지 않도록 할 수 있으며, 이는 치과용 접착제의 사용을 배제하는 것이 가능해 진다.

【발명의 효과】

- <67> 본 발명의 인공치아 구조에 따르면 종래와 같이 인공치근에 구멍을 형성하고, 지대치에 포스트부를 형성하는 것이 아니라 인공치근의 상단에 제1테이퍼부 및 제2테이퍼부를 가지는 포스트부를 형성하고, 지대치의 저면에 테이퍼 내경부를 갖는 구멍을 형성하여 조립하도록 하였기 때문에 같은 직경의 인공치근과 대비 하였을 때 지지강도가 월등히 높아지며, 지지강도가 크기 때문에 인공치근의 최소직경을 더욱 더 작게 할 수 있고, 특히 식립부에 대하여 포스트부를 임의의 각도로 꺾어 형성할 수 있는 것이 장점이다.
- <68> 또한, 지대치는 인공치근이 갖는 포스트부의 외경을 감싸는 형태로 조립되기 때문에 치경부의 두께가 굵어 가능한 자연치아의 치경부와 같게 할 수 있는 바탕이 되어 좋으며, 더 나가서 상측에도 보철물 결합을 위한 록킹 테이퍼 방식의 결합구멍을 형성하였기 때문에 보철물의 조립이 한층 더 용이해지는 것은 물론 치과용 영구접착제의 사용을 배제할 수 있어 좋은 것이다.

【특허청구범위】**【청구항 1】**

치조골에 식립하는 인공치근(10)과, 이 인공치근에 조립하는 지대치(20)와, 이 지대치에 조립하는 보철물(30)로 이루어지는 인공치아 구조에 있어서,

상기한 인공치근(10)은 내부에 길이 방향의 구멍을 가지지 않는 원통형으로 형성하되, 그 상단은 외주면을 따라 형성한 환테홈(13)과, 그 아래로 제1테이퍼부(14)와, 제2테이퍼부(15)로 이루어지는 포스트부(11)를 형성하며, 상기 포스트부(11)의 아래로 다단의 원판편(16)들을 돌출시킨 식립부(12)를 형성한 것으로 하고,

상기한 지대치(20)는 중단에 만곡진 확장부(21)를 가지는 원통형으로 하되, 그 저면측에 상기 인공치근(10)의 포스트부(11)가 삽입될 수 있도록 테이퍼 내경부(22)로 이루어진 구멍(23)을 가지고, 상측에는 확장부(21)를 포함하는 보철물 결합부(25)를 형성한 후, 상기 결합부의 상단면에 결합구멍(24)을 가지는 것으로 하며,

상기한 보철물(30)은 상기의 지대치 상측에 결합하되, 통상의 보철재 내부 중앙에 결합구멍(24)에 상응하는 지대치 포스트(31)를 갖는 것으로 하여 구성한 것을 특징으로 하는 인공치아 구조.

【청구항 2】

제 1 항에 있어서,

상기한 인공치근(10)의 제1테이퍼부(14) 및 상기 지대치(20)의 테이퍼 내경부(22)는 원통형의 중심선에 대해 약 0.5° ~ 2.5° 의 기울기를 가진 테이퍼로 이루어진 것을 특징으로 하는 인공치아 구조.

【청구항 3】

제 1 항에 있어서,

상기한 인공치근(10)의 포스트부(11)는 그 중심이 식립부(12)의 중심에 대하여 약 10° ~ 20° 기울어진 상태로 형성하여서 된 것을 특징으로 하는 인공치아 구조.

【청구항 4】

제 1 항에 있어서,

상기한 지대치(20)는 그 상단면에 보철물의 지대치 포스트(31)를 결합할 수 있는 결합구멍(24)을 형성하여서 된 것을 특징으로 하는 인공치아 구조.

【청구항 5】

제 4 항에 있어서,

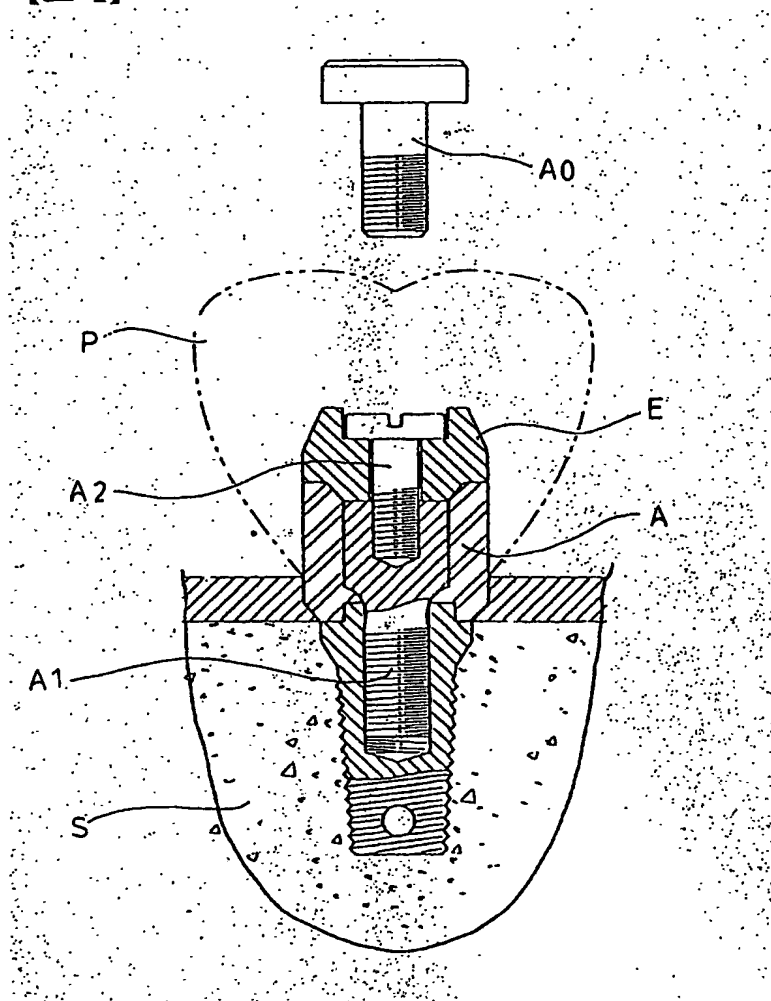
상기한 지대치(20)의 결합구멍(24)과 지대치 포스트(31)의 외주면은 원통형의 중심선에 대해 약 0.5° ~ 2.5° 의 기울기를 가진 테이퍼로 이루어진 것을 특징으로 하는 인공치아 구조.

10020002286

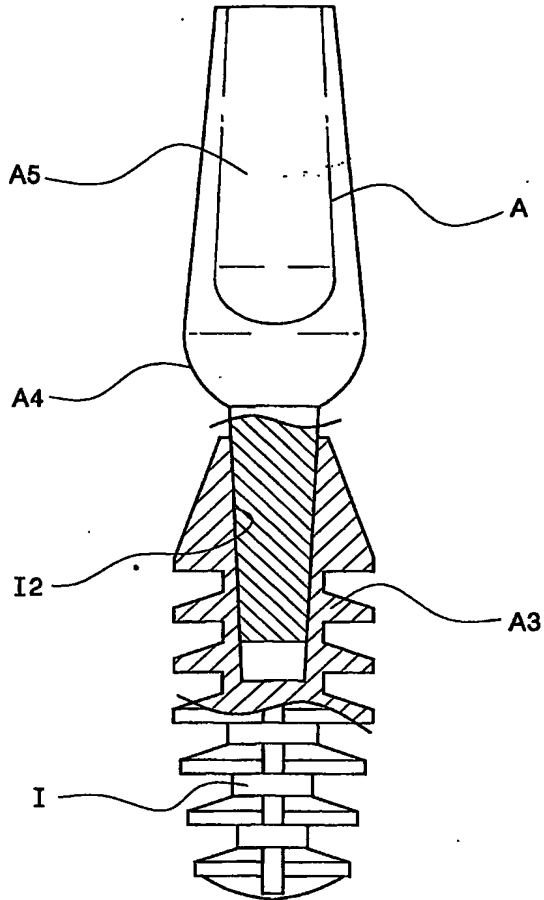
출력 일자: 2003/1/10

【도면】

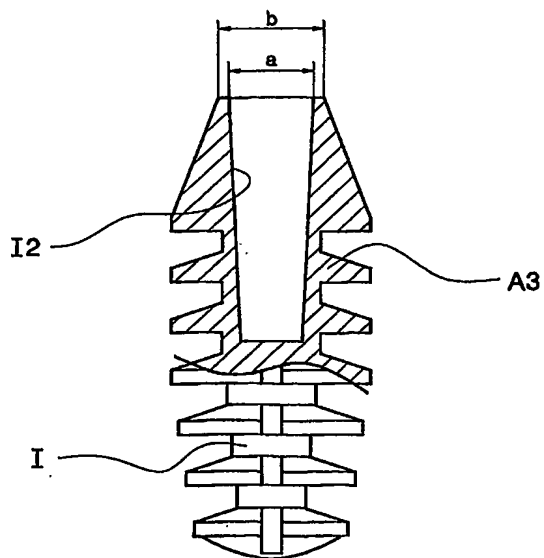
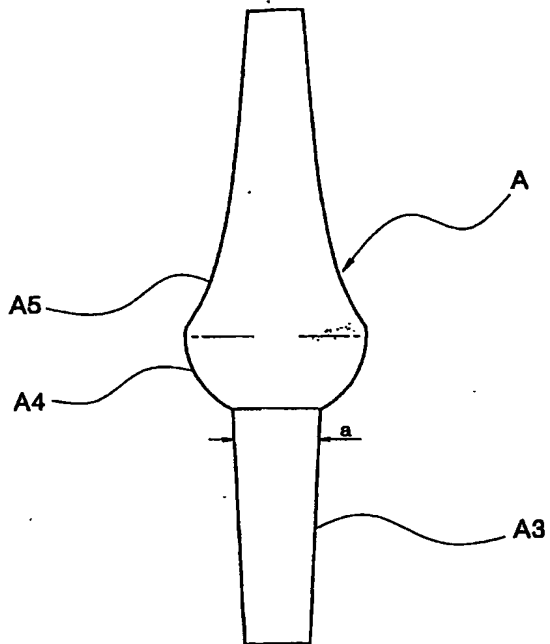
【도 1】



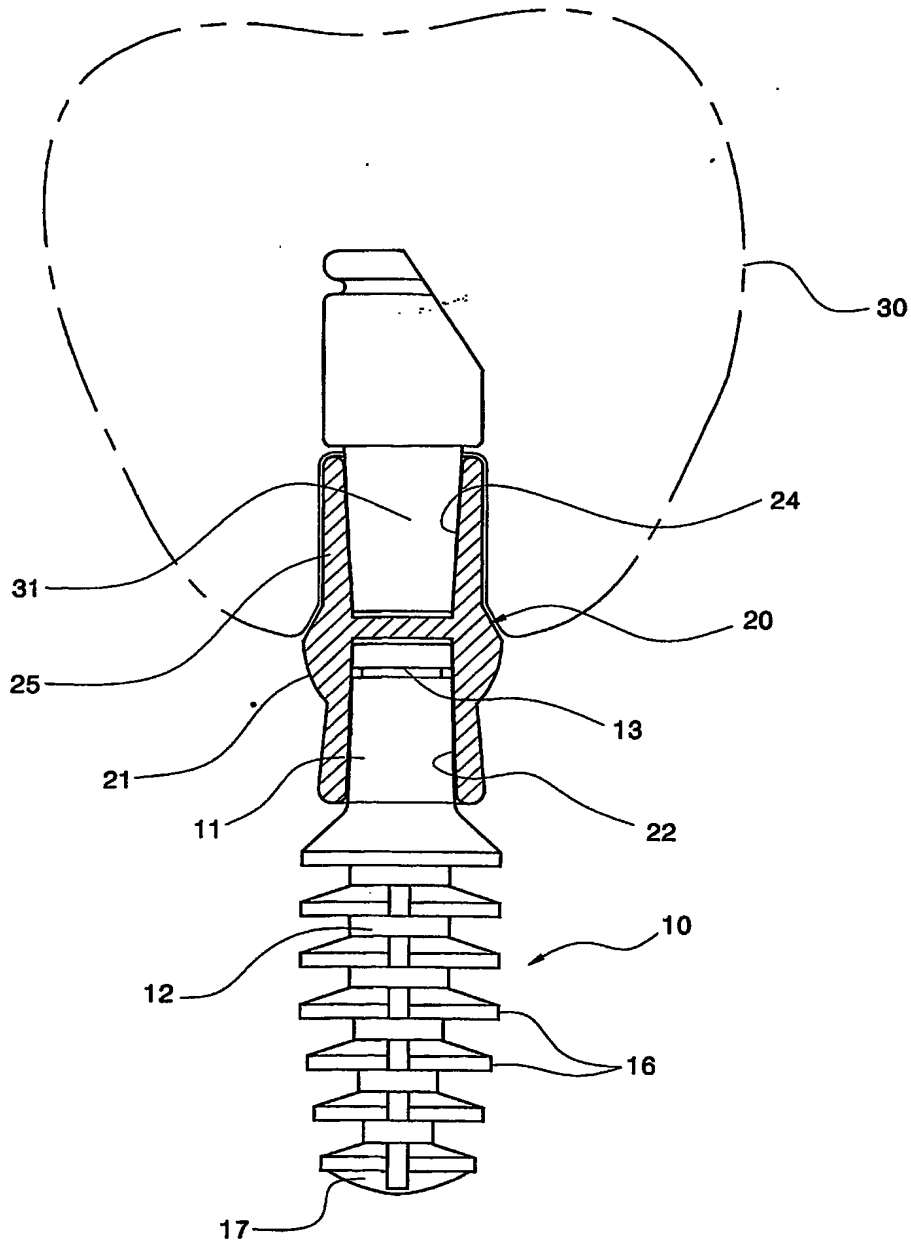
【도 2】



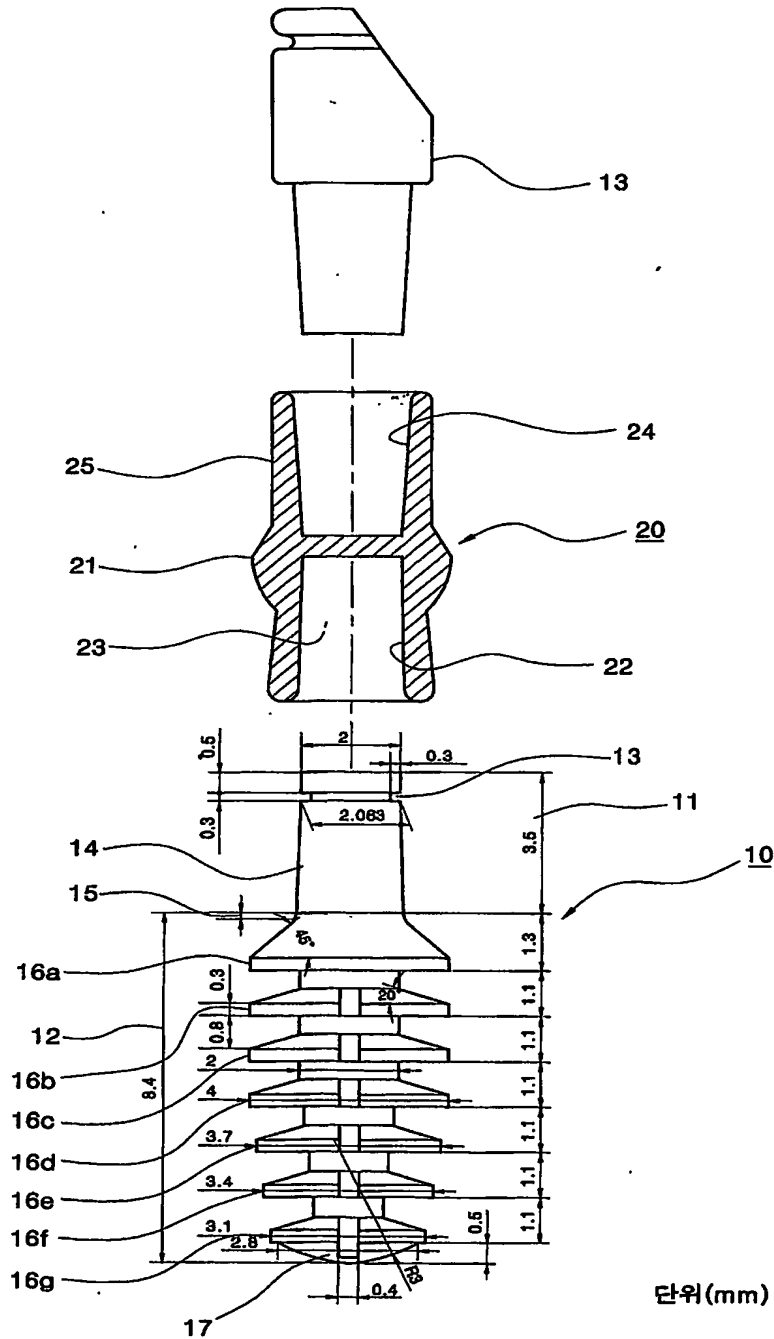
【도 3】



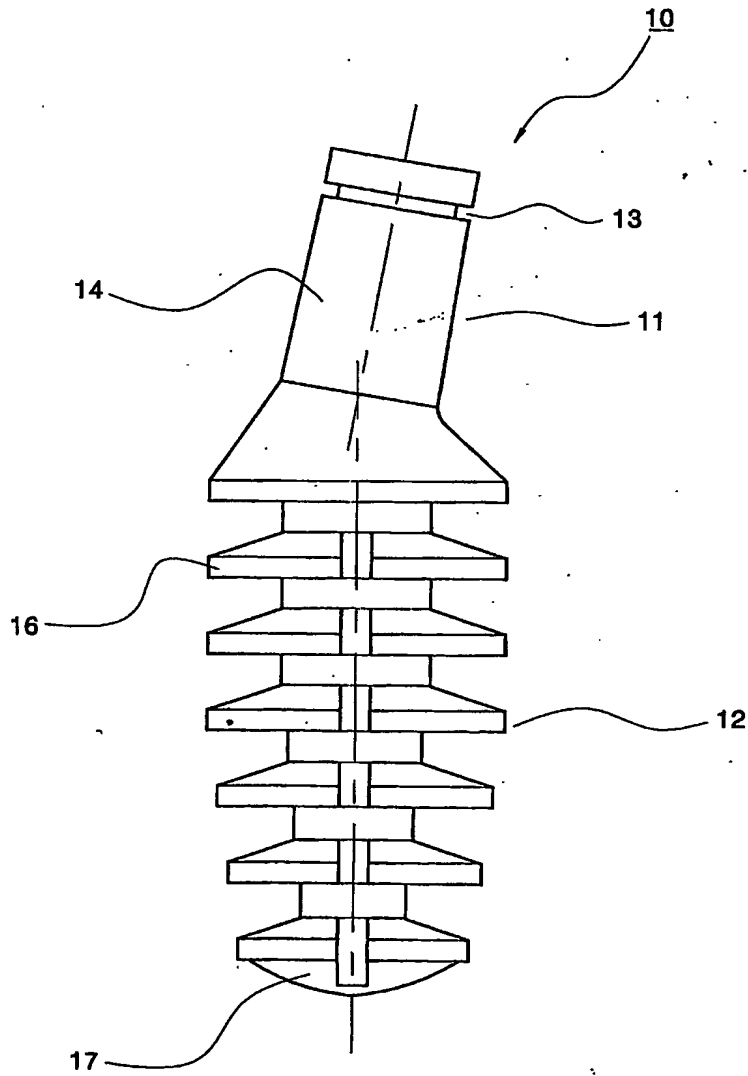
【도 4】



【도 5】



【도 6】



【도 7】

